

Image reconstruction method for computed tomography

Patent Number: ☐ [US2003133533](#)
Publication date: 2003-07-17
Inventor(s): STIERSTORFER KARL (DE); BRUDER HERBERT (DE); FLOHR THOMAS (DE)
Applicant(s):
Requested Patent: ☐ [DE10159927](#)
Application Number: US20020310927 20021206
Priority Number(s): DE20011059927 20011206
IPC Classification: G21K1/12
EC Classification: [G06T17/00](#)
Equivalents: ☐ [JP2003180676](#)

Abstract

A method for computed tomography, includes, in order to scan an object to be examined with a conical beam originating from a focus and with a matrix-like detector array for detecting the beam, the focus is moved, relative to the object to be examined, on a focal path around a system axis. A detector array supplies an output data corresponding to received radiation. The output data is filtered, and the filtered output data is backprojected three-dimensionally in order to produce at least one slice of a layer of the, which has a layer thickness. The slice represents absorption values obtained from the output data of a voxel belonging to the layer for the radiation from the beam. Filtering is carried out at least also in the direction of the tangent to the focal path belonging to a respective focal position, and normalization is carried out for each voxel considered

Data supplied from the esp@cenet database - I2

⑮ BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

⑫ Offenlegungsschrift ⑩ DE 101 59 927 A 1

- ⑳ Aktenzeichen:
㉑ Anmeldetag:
㉒ Offenlegungstag:

101 59 927.7
6. 12. 2001
26. 6. 2003

⑥ Int. Cl. 7:
G 06 T 5/00

DE 101 59 927 A 1

㉑ Anmelder:

Siemens AG, 80333 München, DE

㉑ Erfinder:

Bruder, Herbert, Dr., 91315 Höchstadt, DE; Flohr,
Thomas, Dr., 91486 Uehlfeld, DE; Stierstorfer, Karl,
Dr., 91052 Erlangen, DE

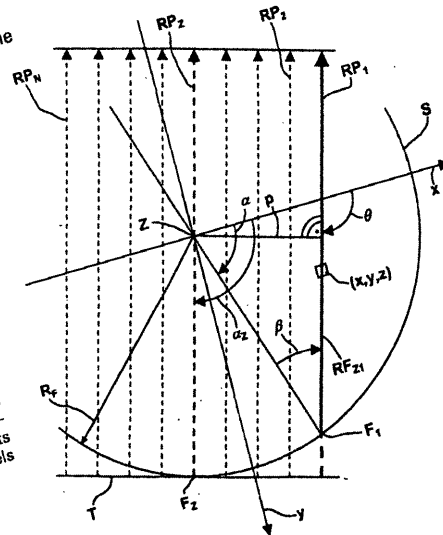
⑤⑤ Entgegenhaltungen:

EP 09 90 892 A2
WO 98 30 980 A1
LEE, S.Z. et al.: True Three-Dimensional Cone-Beam
Reconstruction (TTCR) Algorithm., IEEE Trans. On
Medical Imaging, Vol. 8, No. 4, Dec. 1989,
S. 304-312;
SCHALLER, s., u.a.: Spiral Interpolation Algorithm
for Multislice Spiral CT - Part I: Theory, IEEE
Trans. On Medical Imaging, Vol. 19, No. 9,
Sept. 2000, S. 822-834;

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

- ⑤④ Verfahren zur Bildrekonstruktion für die Computertomographie
⑤⑤ Die Erfindung betrifft ein Verfahren für die Computertomographie, aufweisend die Verfahrensschritte, dass zur Abtastung eines Untersuchungsobjekts mit einem von einem Fokus ausgehenden konusförmigen Strahlenbündel und mit einem matrixartigen Detektorarray zum Erfassen des Strahlenbündels der Fokus relativ zu dem Untersuchungsobjekt auf einer Fokusbahn um eine Systemachse bewegt wird, wobei das Detektorarray der empfangenen Strahlung entsprechende Ausgangsdaten in Form von Strahlen in Fächerstrahlgeometrie liefert, dass die Ausgangsdaten in Richtung der zu der jeweiligen Fokusposition gehörigen Tangente an die Fokusbahn gefiltert werden und dass die gefilterten Ausgangsdaten anschließend zur Erzeugung wenigstens einer Schicht des Untersuchungsobjekts, vorzugsweise unter Berücksichtigung je einer Schichtdicke, rückprojiziert werden, wobei das dreidimensional rückprojiziert gewonnene Absorptionsschnittbild aus den Ausgangsdaten gewonnene Absorptionsschnittwerte der zu der Schicht des Untersuchungsobjekts gehörigen Voxel für die Strahlung des Strahlenbündels repräsentiert.



[0001] Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Bildrekonstruktion für die Computertomographie, aufweisend die Verfahrensschritte

5

- a) zur Abtastung eines Untersuchungsobjekts mit einem von einem Fokus ausgehenden konusförmigen Strahlenbündel und mit einem matrixartigen Detektorarray zum Detektieren des Strahlenbündels wird der Fokus relativ zu dem Untersuchungsobjekt auf einer Fokusbahn um eine Systemachse bewegt, wobei das Detektorarray der empfangenen Strahlung entsprechende Ausgangsdaten in Form von Strahlen in Fächerstrahlgeometrie liefert,
- 10 b) die Ausgangsdaten werden gefiltert, und
- c) die Ausgangsdaten werden anschließend zur Erzeugung wenigstens eines Schnittbildes einer Schichtdicke aufweisenden Schicht des Untersuchungsobjekts rückprojiziert, wobei das Schnittbild aus den Ausgangsdaten gewonnene Absorptionswerte der zu der Schicht des Untersuchungsobjekts gehörigen Voxel für die Strahlung des Strahlenbündels repräsentiert.

15

[0002] Es sind Verfahren dieser Art bekannt unter dem Begriff "Filtered Backprojektion" bekannt geworden, die jedoch als 3D-Verfahren, d. h. im Zusammenhang mit einem matrixartigen Detektorarray, keine in der Praxis als ausreichend erachtete Bildqualität erbringen, weil wegen des Kegelförmigen Röntgenstrahlenbündels sogenannte "cone beam artifacts" auftreten.

20

[0003] Außerdem ist an diesen Verfahren nachteilig, dass redundante Daten, wie sie bei Spiralabtastungen mit geringem Tischvorschub durch mehrmaliges Bestrahlen ein und desselben Voxels entstehen, nicht genutzt werden, was zur Folge hat, dass die dem Untersuchungsobjekt verabreichte Strahlendosis nur unvollständig zur Bildgebung genutzt wird.

[0004]

Weiter gibt es Überlegungen im Zusammenhang 2D-Verfahren zur Bildrekonstruktion so vorzugehen, dass vorläufige Bilder in großer Zahl durch "Filtered Backprojektion" aus Ausgangsdaten berechnet werden, die aus zur Bildrekonstruktion an sich nicht ausreichenden Abschnitten der Fokusbahn stammen, wobei die vorläufigen Bilder erst in einem zweiten Schritt zu einem endgültigen Schnittbild reformatiert werden. Diese 2D-Verfahren sind für Detektorarrays mit großer Breite, d. h. großer Erstreckung in Richtung der Systemachse, weniger brauchbar, weil dann eine extrem große Anzahl von vorläufigen Bildern zu verarbeiten ist, was selbst bei großer zur Verfügung stehender Rechenleistung problematisch ist.

30

[0005] Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren der eingangs genannten Art anzugeben, das eine Steigerung der Bildqualität ermöglicht.

[0006] Nach der Erfindung wird diese Aufgabe gelöst durch ein Verfahren mit den Merkmalen des Patentanspruchs 1.

[0007]

Demnach erfolgt die Filterung in Richtung der zu der jeweiligen Fokusposition gehörigen Tangente an die Fokusbahn. Es hat sich gezeigt, dass mit dieser Filterrichtung eine besonders hohe Bildqualität erzielt werden kann. Der Wahl dieser Filterrichtung liegt die Erkenntnis zugrunde, dass das beschriebene, eine hohe Bildqualität ermöglichende, auf vorläufigen Bildern basierenden 2D-Verfahren sozusagen in ein 3D-Verfahren übergehen würde, wenn die der Berechnung vorläufiger Bilder zugrundeliegenden Abschnitte der Fokusbahn so stark verkürzt würden, dass sie nur noch eine einzige Projektion umfassen würden, deren Daten dann in Richtung der Tangente an die Fokusbahn gefiltert würden, und dass erwartet werden könnte, dass ein solches 3D-Verfahren dann eine vergleichbar gute Bildqualität wie das 2D-Verfahren ermöglichen würde.

40

[0008] Das erfindungsgemäße Verfahren lässt sich dann besonders leicht implementieren, wenn vor dem Filtern eine Umrechnung der in Fächerstrahlgeometrie gewonnenen Ausgangsdaten in Form von Strahlen $P(\alpha, \beta, q)$ in in Parallelstrahlgeometrie vorliegende Paralleldaten in Form von Strahlen $P(\theta, \tilde{\beta}, q)$ (azimutales "rebinning") bzw. $P(\theta, p, q)$ (vollständiges "rebinning", d. h. azimutales und radiales "rebinning") vorgenommen wird. Dabei sind bezugnehmend auf Fig.

45

3

α der Fokuswinkel

β der Fächerwinkel

q der der z-Koordinate entsprechende Zeilenindex des Detektorsystems,

$\theta = \alpha + \beta$ der Parallelfächerwinkel

50

$p = R_F \sin(\beta)$ die dem Strahlabstand von der Drehachse (Systemachse) entsprechende Parallelkoordinate, und

R_F der Radius der Fokusbahn.

[0009] Die Rückprojektion der Paralleldaten erfolgt nach einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung in der Weise, dass im Zuge der Rückprojektion für jedes Voxel (x, y, z) für jedes $\theta \in [0, \pi[$ für die Strahlen $P(\theta + k\pi, \tilde{\beta}, q)$ bzw. $P(\theta + k\pi, \tilde{p}, q)$, deren Projektion entlang der Systemachse durch (x, y) geht, die Summe

55

$$P_{x,y,z}(\theta) = \sum_k \sum_q h \left(d_{x,y,z} \left(\theta + k\pi, \left\{ \begin{matrix} \tilde{p} \\ \tilde{\beta} \end{matrix} \right\}, q \right) \right) P \left(\theta + k\pi, \left\{ \begin{matrix} \tilde{p} \\ \tilde{\beta} \end{matrix} \right\}, q \right)$$

60

gebildet wird, wobei

x, y, z die Koordinaten des jeweiligen Voxels sind,

k eine ganze Zahl entsprechend der Anzahl der in die Rekonstruktion einbezogenen Halbumläufe des Fokus,

\tilde{p} die Parallelkoordinaten derjenigen Strahlen, deren Projektionen längs der Systemachse durch die Koordinaten (x, y) jeweiligen Voxels (x, y, z) verlaufen,

65

$\tilde{\beta}$ die Fächerwinkel derjenigen Strahlen, deren Projektionen längs der Systemachse durch die Koordinaten (x, y) jeweiligen Voxels (x, y, z) verlaufen, und

h eine die Schichtdicke der in dem erzeugten Schnittbild dargestellten Schicht des Untersuchungsobjekts bestimmende Gewichtungsfunktion ist, sowie

d eine Funktion ist, die gleich dem Abstand des jeweiligen Strahls von dem entsprechenden Voxel (x, y) ist bzw. von dem Abstand des jeweiligen Strahls von dem entsprechenden Voxel (x, y) abhängt.

[0010] Die Schreibweise

$$\begin{pmatrix} \tilde{p} \\ \tilde{\beta} \end{pmatrix}$$

5

bringt dabei zum Ausdruck, dass die Summenbildung wahlweise für durch azimutales "rebinning" oder durch vollständiges "rebinning" gewonnene Strahlen erfolgen kann, wobei die Filterung tangential zur Fokusbahn im Falle des azimutalen "rebinnings" einer Filterung in β -Richtung und im Falle des vollständigen "rebinnings" einer Filterung in p -Richtung ist.

10

[0011] Infolge der Summierung sowohl über k als auch q ist dann sichergestellt, dass alle durch ein und dasselbe Voxel verlaufende Strahlen berücksichtigt werden und die dem Untersuchungsobjekt zugeführte Strahlendosis somit vollständig genutzt wird.

15

[0012] Eine besonders bevorzugte Ausführungsform sieht vor, dass zur Rückprojektion der Paralleldaten die auf die Summe H der Gewichte h

$$H = \sum_k \sum_q h \left(d_{x,y,z} \left(\theta + k\pi, \begin{pmatrix} \tilde{p} \\ \tilde{\beta} \end{pmatrix}, q \right) \right)$$

20

normierte Summe

$$P_{x,y,z}(\theta) = \frac{1}{H} \sum_k \sum_q h \left(d_{x,y,z} \left(\theta + k\pi, \begin{pmatrix} \tilde{p} \\ \tilde{\beta} \end{pmatrix}, q \right) \right) P \left(\theta + k\pi, \begin{pmatrix} \tilde{p} \\ \tilde{\beta} \end{pmatrix}, q \right)$$

25

gebildet wird. Diese Vorgehensweise ermöglicht eine nochmals verbesserte Bildqualität, da eine mögliche Überbetonung von Voxeln, die von mehr Strahlen als andere Voxel getroffen werden, beseitigt wird und somit entsprechende Artefakte vermieden werden. Der CT-Wert des jeweiligen Voxels wird durch Summation über θ gewonnen.

30

[0013] Das erfindungsgemäße Verfahren kann beispielsweise Anwendung finden, wenn gemäß einer Variante der Erfindung die Fokusbahn eine Kreisbahn ist (Tomogrammabtastung). Gemäß einer bevorzugten Variante der Erfindung ist die Fokusbahn jedoch eine Spiralbahn, die dadurch zustande kommt, dass der Fokus auf einer Kreisbahn um die Systemachse bewegt wird und gleichzeitig eine Relativbewegung zwischen Fokus und Untersuchungsobjekt in Richtung der Systemachse erfolgt. Auf Basis einer solchen Spiralabtastung können problemlos auch größere Volumina des Untersuchungsobjekts untersucht werden.

35

[0014] Im Falle einer Tomogrammabtastung gilt für k normalerweise $k = 1$ oder $k = 2$, im Falle einer Spiralabtastung wird k unter Berücksichtigung der pro Vollumlauf erfolgenden Relativverschiebung in Richtung der Systemachse so gewählt, dass der abzubildende Bereich des Untersuchungsobjekts vollständig erfasst ist.

40

[0015] Die Erfindung wird nachfolgend anhand eines in den beigelegten schematischen Zeichnungen dargestellten Ausführungsbeispiels näher erläutert. Es zeigen:

[0016] Fig. 1 in teils perspektivischer, teils blockschaltbildartiger Darstellung ein mehrere Zeilen von Detektorelementen aufweisendes CT-Gerät,

45

[0017] Fig. 2 einen Längsschnitt durch das Gerät gemäß Fig. 1, und

[0018] Fig. 3 ein das "rebinning" veranschaulichendes Schaubild.

[0019] In den Fig. 1 und 2 ist ein zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens geeignetes CT-Gerät der 3. Generation dargestellt. Dessen insgesamt mit 1 bezeichnete Messanordnung weist eine insgesamt mit 2 bezeichnete Röntgenstrahlenquelle mit einer dieser vorgelagerten quellennahen Strahlenblende 3 (Fig. 2) und ein als flächenhaftes Array von mehreren Zeilen und Spalten von Detektorelementen – eines von diesen ist in Fig. 1 mit 4 bezeichnet – ausgebildetes Detektorsystem 5 mit einer diesem vorgelagerten detektornahen Strahlenblende 6 (Fig. 2) auf. In Fig. 1 sind der Übersichtlichkeit halber nur acht Zeilen von Detektorelementen 4 dargestellt, das Detektorsystem 5 weist jedoch, was in der Fig. 2 punktiert angedeutet ist, weitere Zeilen von Detektorelementen 4 auf.

50

[0020] Die Röntgenstrahlenquelle 2 mit der Strahlenblende 3 einerseits und das Detektorsystem 5 mit der Strahlenblende 6 andererseits sind in aus der Fig. 2 ersichtlicher Weise an einem Drehrahmen 7 einander derart gegenüberliegend angebracht, dass ein im Betrieb des CT-Geräts von der Röntgenstrahlenquelle 2 ausgehendes, durch die einstellbare Strahlenblende 3 eingeleitetes, pyramidenförmiges Röntgenstrahlenbündel, dessen Randstrahlen mit 8 bezeichnet sind, auf das Detektorsystem 5 auftrifft. Dabei ist die Strahlenblende 6 dem mittels der Strahlenblende 3 eingestellten Querschnitt des Röntgenstrahlenbündels entsprechend so eingestellt, dass nur derjenige Bereich des Detektorsystems 5 freigegeben ist, der von dem Röntgenstrahlenbündel unmittelbar getroffen werden kann. Dies ist in dem in den Fig. 1 und 2 veranschaulichten Betriebsmodus acht Zeilen von Detektorelementen 4, die im Folgenden als aktive Zeilen bezeichnet werden. Die weiteren punktiert angedeuteten Zeilen sind von der Strahlenblende 6 abgedeckt und daher nicht aktiv.

55

60

[0021] Jede Zeile von Detektorelementen 4 weist eine Anzahl K von Detektorelementen auf wobei $\beta_k = \beta_1$ bis β_K der Kanalindex ist und jedem Detektorelement ein Fächerwinkel β_k zugeordnet ist. Der Fächerwinkel des mittleren Detektorelementes ist gleich Null; die Fächerwinkel der beiden äußersten Detektorelemente sind $\beta_1 = +\beta_{\max}$ und $\beta_K = -\beta_{\max}$.

65

[0022] Die aktiven Zeilen L_q von Detektorelementen 4 sind in Fig. 2 mit L_1 bis L_Q bezeichnet, wobei $q = 1$ bis Q der

Zeilenindex ist, der im Falle des beschriebenen Ausführungsbeispiels sozusagen der z-Koordinate entspricht.

[0023] Das Röntgenstrahlenbündel weist den in Fig. 1 und 2 eingetragenen Conewinkel ϕ auf, bei dem es sich um den Öffnungswinkel des Röntgenstrahlenbündels in einer die Systemachse Z und den Fokus F enthaltenden Ebene handelt. Der Öffnungswinkel des Röntgenstrahlenbündels in einer rechtwinklig zu der Systemachse Z liegenden und den Fokus F enthaltenden Ebene (Fächeröffnungswinkel) beträgt $2\beta_{\max}$ und ist in Fig. 1 eingetragen.

[0024] Der Drehrahmen 7 kann mittels einer Antriebseinrichtung 22 um eine mit Z bezeichnete Systemachse in Rotation versetzt werden. Die Systemachse Z verläuft parallel zu der z-Achse eines in Fig. 1 dargestellten räumlichen rechtwinkligen Koordinatensystems.

[0025] Die Spalten des Detektorsystems 5 verlaufen ebenfalls in Richtung der z-Achse, während die Zeilen, deren Breite b in Richtung der z-Achse gemessen wird und beispielsweise 1 mm beträgt, quer zu der Systemachse Z bzw. der z-Achse verlaufen.

[0026] Um ein Untersuchungsobjekt, z. B. einen Patienten, in den Strahlengang des Röntgenstrahlenbündel bringen zu können, ist eine Lagerungsvorrichtung 9 vorgesehen, die parallel zu der Systemachse Z, also in Richtung der z-Achse verschiebbar ist, und zwar derart, dass eine Synchronisation zwischen der Rotationsbewegung des Drehrahmens 7 und der Translationsbewegung der Lagerungsvorrichtung in dem Sinne vorliegt, dass das Verhältnis von Translations- zu Rotationsgeschwindigkeit konstant ist, wobei dieses Verhältnis einstellbar ist, indem ein gewünschter Wert für den Vorschub v der Lagerungsvorrichtung pro Umdrehung Drehrahmens gewählt wird.

[0027] Es kann also ein Volumen eines auf der Lagerungsvorrichtung 9 befindlichen Untersuchungsobjekts im Zuge einer Volumenabtastung untersucht werden, wobei die Volumenabtastung in Form einer Spiralabtastung in dem Sinne vor- genommen werden kann, dass unter gleichzeitiger Rotation der Messeinheit 1 und Translation der Lagerungsvorrichtung 9 mittels der Messeinheit pro Umlauf der Messeinheit 1 eine Vielzahl von Projektionen aus verschiedenen Projektions- richtungen aufgenommen wird. Bei der Spiralabtastung bewegt sich der Fokus F der Röntgenstrahlenquelle relativ zu der Lagerungsvorrichtung 9 auf einer in Fig. 1 mit S bezeichneten Spiralbahn. Die Spiralabtastung muss sich in α -Richtung über wenigstens $\pi + 2\beta_{\max}$ erstrecken, um die vollständige Rekonstruktion eines CT-Bildes pro Zeile von Detektorele- menten zu gestattet, sie kann innerhalb der technischen Grenzen des CT-Geräts aber auch beliebig länger sein.

[0028] Ein Volumen des Untersuchungsobjekts kann jedoch infolge des Umstandes, dass mehrere Zeilen von Detek- torelementen 4 vorhanden sind, auch im Zuge einer sogenannten Tomogrammabtastung untersucht werden, bei der keine Relativbewegung in Richtung der z-Achse zwischen Messeinheit 1 und Lagerungsvorrichtung 9 stattfindet ($v = 0$). Im Falle der Tomogrammabtastung ist also die Größe des untersuchten Volumens durch die Zahl der aktiven Zeilen von De- tektorelementen 4 bestimmt. Während einer Tomogrammabtastung bewegt sich der Fokus F auf einer kreisförmigen Fo- kusbahn, die in einer im Folgenden als Mittelebene bezeichneten Ebene liegt.

[0029] Die Tomogrammabtastung kann in Form eines Teilumlafs oder in Form eines Vollumlafs erfolgen, wobei der Teilumlauf ein Teilumlaufintervall von wenigstens $\pi + 2\beta_{\max}$ (ein Halbumlauf plus Fächeröffnungswinkel) umfasst, das eine vollständige Rekonstruktion eines CT-Bildes gestattet, während ein Vollumlauf 2π umfasst.

[0030] Die während der Spiral- oder Tomogrammabtastung aus den Detektorelementen jeder aktiven Zeile des Detek- torsystems 5 parallel ausgelesenen, den einzelnen Projektionen $P(\alpha, \beta, q)$ in Fächerstrahlgeometrie entsprechenden Messdaten werden in einer Datenaufbereitungseinheit 10 einer Digital/Analog-Wandlung unterzogen, serialisiert und an einen Bildrechner 11 übertragen.

[0031] Nach einer Vorverarbeitung der Messdaten in einer Vorverarbeitungseinheit 12 des Bildrechners 11 gelangt der resultierende Datenstrom zu einer Schnittbildrekonstruktionseinheit 13, die aus den Messdaten Schnittbilder von ge- wünschten Schichten des Untersuchungsobjekts nach einem noch im Einzelnen zu beschreibenden erfindungsgemäßen Verfahren auf Basis der "Filtered Backprojection" rekonstruiert.

[0032] Die CT-Bilder setzen sich aus matrixartig zusammengesetzten Pixeln (Pixel = picture element) zusammen, wo- bei die Pixel der jeweiligen Bildebene zugeordnet sind, jedem Pixel eine CT-Zahl in Hounsfield Units (HU) zugeordnet ist und die einzelnen Pixel entsprechend einer CT-Zahl/Grauwertskala in einem ihrer jeweiligen CT-Zahl entsprechenden Grauwert dargestellt werden. Dabei veranschaulicht jedes Pixel ein Voxel (Voxel = volume element) der in dem CT-Bild veranschaulichten Schicht des Untersuchungsobjekts. Da infolge der Mehrzeiligkeit des Detektorsystems 5 und gegebe- nenfalls der Spiralabtastung Messdaten bezüglich mehrerer Schichten des Untersuchungsobjekts gewonnen werden, ste- hen 3D-Daten zur Verfügung, die im Rahmen der Erfindung einer 3D-Rückprojektion unterzogen werden. Als Endergeb- nis stehen 3D-Bilddaten in Form einer dreidimensionalen Matrix beispielsweise mit den Achsen x, y, z zur Verfügung, wobei jedes Element der Matrix einem Voxel (x, y, z) entspricht und den der zugehörigen CT-zahl entsprechenden Grau- wert enthält. Diejenigen Elemente der dreidimensionalen Matrix die den gleichen x-, y-, oder z-Wert aufweisen, stellen dann jeweils ein planares Schnittbild der dem maßgeblichen x-, y-, oder z-Wert entsprechenden Schicht des Untersu- chungsobjekts dar.

[0033] Die von der Schnittbildrekonstruktionseinheit 13 rekonstruierten Bilder werden auf einer an den Bildrechner 11 angeschlossenen Anzeigeeinheit 16, z. B. einem Monitor, dargestellt.

[0034] Die Röntgenstrahlenquelle 2, beispielsweise eine Röntgenröhre, wird von einer Generatoreinheit 17 mit den notwendigen Spannungen und Strömen, beispielsweise der Röhrenspannung U, versorgt. Um diese auf die jeweils not- wendigen Werte einstellen zu können, ist der Generatoreinheit 17 eine Steuereinheit 18 mit Tastatur 19 zugeordnet, die die notwendigen Einstellungen gestattet.

[0035] Auch die sonstige Bedienung und Steuerung des CT-Geräts erfolgt mittels der Steuereinheit 18 und der Tasta- tur 19, was dadurch veranschaulicht ist, dass die Steuereinheit 18 mit dem Bildrechner 11 verbunden ist.

[0036] Unter anderem kann die Anzahl Q der aktiven Zeilen von Detektorelementen 4 und damit die Position der Strahlenblenden 3 und 6 eingestellt werden, wozu die Steuereinheit 18 mit den Strahlenblenden 3 und 6 zugeordneten Verstelleinheiten 20 und 21 verbunden ist. Weiter kann die Rotationszeit τ eingestellt werden, die der Drehrahmen 7 für eine vollständige Umdrehung benötigt, was dadurch veranschaulicht ist, dass die dem Drehrahmen 7 zugeordnete An- triebseinheit 22 mit der Steuereinheit 18 verbunden ist.

[0037] Obwohl es grundsätzlich möglich ist, das erfindungsgemäße Verfahren auch in Fächerstrahlgeometrie zu reali-

sieren, wird das beschriebene CT-Gerät vorzugsweise in einem Modus betrieben, in dem das erfindungsgemäße Verfahren in Parallelstrahlgeometrie realisiert ist.

[0038] Demnach werden die bei der Abtastung des für die jeweilige Untersuchung relevanten Körperbereichs des Patienten 8 durch Spiral- oder Tomogrammabtastung in Fächerstrahlgeometrie gewonnenen Daten zunächst in an sich bekannter Weise durch ein im Allgemeinen als "rebinning" bezeichnetes Verfahren in Daten in Parallelstrahlgeometrie umgewandelt. Diese Umwandlung beruht auf einer Umsortierung der in Fächerstrahlgeometrie gewonnenen Daten derart, dass aus unterschiedlichen in Fächerstrahlgeometrie aufgenommenen Projektionen Strahlen entnommen und zu einer Projektion in Parallelstrahlgeometrie zusammengefügt werden. In Parallelstrahlgeometrie reichen Daten aus einem Intervall der der Länge TE aus, um ein vollständiges Bild rekonstruieren zu können. Um diese Daten gewinnen zu können, müssen nichtsdestotrotz zur Daten in Fächerstrahlgeometrie aus einem Intervall der Länge $\pi + 2\beta_{\max}$ zur Verfügung stehen.

[0039] Eine Projektion in Parallelstrahlgeometrie ist in Fig. 3 veranschaulicht. Demnach nehmen alle n Parallelstrahlen RP_1 bis RP_N dieser Projektion gegenüber der x-Achse des in Fig. 3 dargestellten und mit dem gemäß Fig. 1 übereinstimmenden Koordinatensystem den Parallelfächerwinkel θ ein.

[0040] Anhand des in Fig. 3 in ausgezogener Linie dargestellten Parallelstrahls RP_1 soll im Folgenden der Übergang von Fächerstrahl- auf Parallelstrahlgeometrie erläutert werden.

[0041] Der Parallelstrahl RP_1 entstammt einer für die auf der Fokusbahn S liegende Fokusposition F_1 in Fächerstrahlgeometrie gewonnenen Projektion. Der zu dieser Projektion in Fächerstrahlgeometrie gehörige, durch die Drehachse 6 und damit die z-Achse des Koordinatensystems verlaufende Zentralstrahl RF_{Z1} ist in Fig. 3 ebenfalls eingetragen. Der Fokusposition F_1 entspricht der Fokuswinkel α_1 ; dies ist der Winkel, den die x-Achse und der Zentralstrahl RF_{Z1} einschließen. Gegenüber dem Zentralstrahl RF_{Z1} weist der Strahl RP_1 den Fächerwinkel β auf. Somit ist leicht erkennbar, dass für den Parallelfächerwinkel θ gilt:

$$\theta = \alpha + \beta$$

[0042] Der rechtwinklig zum jeweiligen Parallelstrahl gemessene Strahlabstand p von der Drehachse 6 bzw. der z-Achse ist durch

$$p = R_F \sin(\beta)$$

gegeben.

[0043] Wie anhand des in Fig. 3 in verstärkter Linie dargestellten, durch die Drehachse 6 bzw. die x-Achse verlaufenden Zentralstrahls RP_Z deutlich wird, handelt es sich bei diesem Strahl um den Zentralstrahl einer in Fächergeometrie für die Fokusposition FZ unter dem Fokuswinkel α_Z aufgenommene Projektion in Fächerstrahlgeometrie. Da für den Zentralstrahl einer in Fächerstrahlgeometrie aufgenommenen Projektion $\beta = 0$ gilt, wird deutlich, dass für den Fall von Zentralstrahlen gilt:

Je nachdem, ob ein azimutales oder vollständiges "rebinning" durchgeführt wird, liegen die Parallelprojektionen in der Form

$$P(\alpha, \beta, q)$$

oder in der Form

$$P(\theta, p, q)$$

vor, wobei

α der Fokuswinkel

β der Fächerwinkel

q der der z-Koordinate entsprechende Zeilenindex des Detektorsystems,

$\theta = \alpha + \beta$ der Parallelfächerwinkel

$p = R_F \sin(\beta)$ die dem Strahlabstand von der Drehachse (Systemachse) entsprechende Parallelkoordinate, und

R_F der Radius der Fokusbahn sind.

[0044] In einer ersten Ausführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens entsprechenden, mittels der Tastatur 19 wählbaren ersten Betriebsart arbeitet das beschriebene CT-Gerät auf Basis von durch azimutales "rebinning" gewonnenen Projektionen. Die diesen Projektionen entsprechenden Daten werden im Falle des azimutalen "rebinnings" in β -Richtung gefiltert, d. h. jeweils in Richtung der zu der Fokusposition des Zentralstrahls der jeweiligen Parallelprojektion gehörigen Tangente T (siehe Fig. 3), und zwar unter Verwendung eines der in der Computertomographie üblichen Filterkerne, z. B. Shepp-Logan- oder Ramachandran-Lakshminarayanan-Kern.

[0045] Die derart gefilterten Paralleldaten werden dann in der in der Weise rückprojiziert, dass im Zuge der Rückprojektion für jedes Voxel (x, y, z) für jedes $\theta \in [0, \pi[$ für die Strahlen $P(\theta + k\pi, \beta, q)$, deren Projektion entlang der Systemachse durch (x, y) geht, die Summe

$$P_{x,y,z}(\theta) = \sum_k \sum_q h(d_{x,y,z}(\theta + k\pi, \tilde{\beta}, q)) P(\theta + k\pi, \tilde{\beta}, q)$$

gebildet wird, wobei

x, y, z die Koordinaten des jeweiligen Voxels sind,

k eine ganze Zahl entsprechend der Anzahl der in die Rekonstruktion einbezogenen Halbumläufe des Fokus,

$\tilde{\beta}$ die Fächerwinkel derjenigen Strahlen sind, deren Projektionen längs der Systemachse durch die Koordinaten (x, y) jeweiliges Voxels (x, y, z) verlaufen, und
h eine die Schichtdicke der in dem erzeugten Schnittbild dargestellten Schicht des Untersuchungsobjekts bestimmende Gewichtungsfunktion ist, sowie

- 5 d eine Funktion ist, die gleich dem Abstand des jeweiligen Strahls von dem entsprechenden Voxel (x, y) ist bzw. von dem Abstand des jeweiligen Strahls von dem entsprechenden Voxel (x, y) abhängt.

[0046] Infolge der gewählten Filterrichtung und der infolge der Summation sowohl über k als auch über q werden zum einen cone beam artifacts vermieden und zum anderen im Interesse einer hohen Dosisnutzung aller durch ein Voxel (x, y, z) verlaufenden Strahlen berücksichtigt.

- 10 [0047] Der einem Voxel x, y, z zugeordnete Absorptionswert $\mu_{x,y,z}$ wird durch Summation über θ über mindestens einen Halbumlauf gewonnen, d. h. durch Bildung von

$$\mu_{x,y,z} = \sum_{\theta} P_{x,y,z}(\theta)$$

- 15 [0048] Die dem jeweiligen Absorptionswert entsprechende CT-Zahl wird in herkömmlicher Weise aus dem Absorptionswert ermittelt.

[0049] Dabei können mittels der Tastatur 19 unterschiedliche Gewichtungsfunktionen h und unterschiedliche Funktionen d eingestellt werden.

- 20 [0050] Als Gewichtungsfunktion h eignet sich beispielsweise eine Dreiecks- oder Trapezfunktion.

[0051] Als Funktion d kann der Abstand des jeweiligen Parallelstrahls vom Voxel x, y, z oder stattdessen beispielsweise die z(axiale)-Komponente dieses Abstandes eingestellt werden.

[0052] In einer Abwandlung der vorstehend beschriebenen ersten Betriebsart wird zur Rückprojektion der Paralleldaten die auf die Summe H der Gewichte h

$$25 \quad H = \sum_k \sum_q h(d_{x,y,z}(\theta + k\pi, \tilde{\beta}, q))$$

normierte Summe

$$30 \quad P_{x,y,z}(\theta) = \frac{1}{H} \sum_k \sum_q h(d_{x,y,z}(\theta + k\pi, \tilde{\beta}, q)) P(\theta + k\pi, \tilde{\beta}, q)$$

- gebildet wird. Dies ermöglicht eine nochmals verbesserte Bildqualität, da eine mögliche Überbetonung von Voxeln, die in mehreren Halbumläufen "beleuchtet", also von Strahlen getroffen werden, beseitigt wird und somit entsprechende Artefakte vermieden werden. Diese Redundanz tritt bei Spiralabtastungen dann auf, wenn die pro Vollumlauf der Messanordnung stattfindende Relativverschiebung so gering ist (geringer Pitch), dass Voxel mehrfach bestrahlt werden.

- [0053] Eine einer weiteren Ausführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens entsprechenden, mittels der Tastatur 19 wählbaren zweite Betriebsart unterscheidet sich von der ersten Betriebsart dadurch, dass das beschriebene CT-Gerät nicht auf Basis von durch azimutales, sondern von durch vollständiges "rebinning" gewonnenen Projektionen arbeitet. Die diesen Projektionen entsprechenden Daten werden im Falle des vollständigen "rebinnings" in p-Richtung gefiltert, also jeweils ebenfalls in Richtung der zu der Fokusposition des Zentralstrahls der jeweiligen Parallelprojektion gehörigen Tangente T (siehe Fig. 3).

[0054] Demnach wird für die derart gefilterten Paralleldaten im Zuge der Rückprojektion die Summe

$$45 \quad P_{x,y,z}(\theta) = \sum_k \sum_q h(d_{x,y,z}(\theta + k\pi, \tilde{p}, q)) P(\theta + k\pi, \tilde{p}, q)$$

gebildet, wobei

- 50 \tilde{p} die Parallelkoordinaten derjenigen Strahlen sind, deren Projektionen längs der Systemachse durch die Koordinaten (x, y) jeweiliges Voxels (x, y, z) verlaufen.

[0055] Auch im Falle der zweiten Betriebsart wird in einer Abwandlung zur Rückprojektion der Paralleldaten eine auf die Summe H der Gewichte h

$$55 \quad H = \sum_k \sum_q h(d_{x,y,z}(\theta + k\pi, \tilde{p}, q))$$

normierte Summe, nämlich die Summe

$$60 \quad P_{x,y,z}(\theta) = \frac{1}{H} \sum_k \sum_q h(d_{x,y,z}(\theta + k\pi, \tilde{p}, q)) P(\theta + k\pi, \tilde{p}, q)$$

gebildet.

- [0056] Im Falle der vorstehend beschriebenen ersten und zweiten Betriebsarten wird eine Funktionsweise des erfindungsgemäßen Verfahrens vorgesehen, bei dem im Zusammenhang mit einem Voxel (x, y, z) alle Strahlen betrachtet werden, deren Projektion entlang der Drehachse 6 bzw. der z-Achse durch x, y geht. Ob und in welchem Maße diese Strahlen berücksichtigt werden, wird durch die Gewichtungsfunktion h und die Funktion d bestimmt.

[0057] Das CT-Gerät kann aber auch mittels der Tastatur 19 wählbare weitere Betriebsarten aufweisen, die den zuvor

beschriebenen mit dem Unterschied entsprechen, dass für eine gegebene Fokusposition der durch das jeweilige Voxel (x, y, z) verlaufende theoretische Strahl ermittelt wird und dann unter Berücksichtigung der Gewichtungsfunktion h und der Funktion d in die Summenbildung im Zuge der Rückprojektion nur diejenigen Strahlen einbezogen werden, die tatsächlich einen Beitrag zu der Summe liefern können.

[0058] Im Falle der beschriebenen Ausführungsbeispiele wird die Relativbewegung zwischen der Messeinheit 1 und Lagerungsvorrichtung 9 jeweils dadurch erzeugt, dass die Lagerungsvorrichtung 9 verschoben wird. Es besteht im Rahmen der Erfindung jedoch auch die Möglichkeit, die Lagerungsvorrichtung 9 ortsfest zu lassen und statt dessen die Messeinheit 1 zu verschieben. Außerdem besteht im Rahmen der Erfindung die Möglichkeit, die notwendige Relativbewegung durch Verschiebung sowohl der Messeinheit 1 als auch der Lagerungsvorrichtung 9 zu erzeugen.

[0059] Das konusförmige Röntgenstrahlenbündel weist im Falle des beschriebenen Ausführungsbeispiels einen rechteckigen Querschnitt auf. Im Rahmen der Erfindung sind jedoch auch andere Querschnittsgeometrien möglich.

[0060] Im Zusammenhang mit den vorstehend beschriebenen Ausführungsbeispielen finden CT-Geräte der dritten Generation Verwendung, d. h. die Röntgenstrahlenquelle und das Detektorsystem werden während der Bilderzeugung gemeinsam um die Systemachse verlagert. Die Erfindung kann aber auch im Zusammenhang mit CT-Geräten der vierten Generation, bei denen nur die Röntgenstrahlenquelle um die Systemachse verlagert wird und mit einem feststehenden Detektorring zusammenwirkt, Verwendung finden, sofern es sich bei dem Detektorsystem um ein mehrzeiliges Array von Detektorelementen handelt.

[0061] Auch bei CT-Geräten der fünften Generation, d. h. CT-Geräten, bei denen die Röntgenstrahlung nicht nur von einem Fokus, sondern von mehreren Foklen einer oder mehrerer um die Systemachse verlagelter Röntgenstrahlenquellen ausgeht, kann das erfindungsgemäße Verfahren Verwendung finden, sofern das Detektorsystem ein mehrzeiliges Array von Detektorelementen aufweist.

[0062] Die im Zusammenhang mit den vorstehend beschriebenen Ausführungsbeispielen verwendeten CT-Geräte weisen ein Detektorsystem mit nach Art einer orthogonalen Matrix angeordneten Detektorelementen auf. Die Erfindung kann aber auch im Zusammenhang mit CT-Geräten Verwendung finden, deren Detektorsystem in einer anderen Weise flächenhaftes Array angeordnete Detektorelemente aufweist.

[0063] Die vorstehend beschriebenen Ausführungsbeispiele betreffen die medizinische Anwendung des erfindungsgemäßen Verfahrens. Die Erfindung kann jedoch auch außerhalb der Medizin, beispielsweise bei der Gepäckprüfung oder bei der Materialuntersuchung, Anwendung finden.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Bildrekonstruktion für die Computertomographie, aufweisend die Verfahrensschritte:

a) zur Abtastung eines Untersuchungsobjekts mit einem von einem Fokus ausgehenden konusförmigen Strahlenbündel und mit einem matrixartigen Detektorarray zum Detektieren des Strahlenbündels wird der Fokus relativ zu dem Untersuchungsobjekt auf einer Fokusbahn um eine Systemachse bewegt, wobei das Detektorarray der empfangenen Strahlung entsprechende Ausgangsdaten in Form von Strahlen in Fächerstrahlgeometrie liefert,

b) die Ausgangsdaten werden in Richtung der zu der jeweiligen Fokusposition gehörigen Tangente an die Fokusbahn gefiltert, und

c) die gefilterten Ausgangsdaten werden anschließend zur Erzeugung wenigstens eines Schnittbildes einer Schichtdicke aufweisenden Schicht des Untersuchungsobjekts dreidimensional rückprojiziert, wobei das Schnittbild aus den Ausgangsdaten gewonnene Absorptionswerte der zu der Schicht des Untersuchungsobjekts gehörigen Voxel für die Strahlung des Strahlenbündels repräsentiert.

2. Verfahren nach Anspruch 1, bei dem vor dem Filtern eine Umrechnung der in Fächerstrahlgeometrie gewonnenen Ausgangsdaten in Form von Strahlen $P(\alpha, \beta, q)$ in in Parallelstrahlgeometrie vorliegende Paralleldaten in Form von Strahlen $P(\theta, \beta, q)$ bzw. $P(\theta, p, q)$ vorgenommen wird, wobei

α der Fokuswinkel

β der Fächerwinkel

q der der z-Koordinate entsprechende Zeilenindex des Detektorsystems,

$\theta = \alpha + \beta$ der Parallelfächerwinkel

p = $R_F \sin(\beta)$ die dem Strahlabstand von der Drehachse (Systemachse) entsprechende Parallelkoordinate, und

R_F der Radius der Fokusbahn sind.

3. Verfahren nach Anspruch 2, bei dem die Rückprojektion der Paralleldaten in der Weise erfolgt, dass im Zuge der Rückprojektion für jedes Voxel (x, y, z) für jedes $\theta \in [0, \pi]$ für die Strahlen $P(\theta + k\pi, \beta, q)$ bzw. $P(\theta + k\pi, \tilde{\beta}, q)$, deren Projektion entlang der Systemachse durch (x, y) geht, die Summe

$$P_{x,y,z}(\theta) = \sum_k \sum_q h \left(d_{x,y,z} \left(\theta + k\pi, \left\{ \begin{matrix} \tilde{\beta} \\ \beta \end{matrix} \right\}, q \right) \right) P \left(\theta + k\pi, \left\{ \begin{matrix} \tilde{\beta} \\ \beta \end{matrix} \right\}, q \right)$$

gebildet wird, wobei

x, y, z die Koordinaten des jeweiligen Voxels sind,

k eine ganze Zahl entsprechend der Anzahl der in die Rekonstruktion einbezogenen Halbumläufe des Fokus,

$\tilde{\beta}$ die Parallelkoordinaten derjenigen Strahlen sind, deren Projektionen längs der Systemachse durch die Koordinaten (x, y) jeweiliges Voxels (x, y, z) verlaufen,

β die Fächerwinkel derjenigen Strahlen sind, deren Projektionen längs der Systemachse durch die Koordinaten (x, y) jeweiliges Voxels (x, y, z) verlaufen, und

h eine die Schichtdicke der in dem erzeugten Schnittbild dargestellten Schicht des Untersuchungsobjekts bestimm-

mende Gewichtungsfunktion ist, sowie

d eine Funktion ist, die gleich dem Abstand des jeweiligen Strahls von dem entsprechenden Voxel (x, y) ist bzw. von dem Abstand des jeweiligen Strahls von dem entsprechenden Voxel (x, y) abhängt.

4. Verfahren nach Anspruch 3, bei welchem bei der Rückprojektion der Paralleldaten die auf die Summe H der Gewichte h

$$H = \sum_k \sum_q h \left(d_{x,y,z} \left(\theta + k\pi, \left\{ \tilde{p} \right\}, q \right) \right)$$

normierte Summe

$$P_{x,y,z}(\theta) = \frac{1}{H} \sum_k \sum_q h \left(d_{x,y,z} \left(\theta + k\pi, \left\{ \tilde{p} \right\}, q \right) \right) P \left(\theta + k\pi, \left\{ \tilde{p} \right\}, q \right)$$

gebildet wird.

5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, bei dem die Fokusbahn eine Kreisbahn ist.

6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, bei dem die Fokusbahn eine Spiralbahn ist, die dadurch zustande kommt, dass der Fokus auf einer Kreisbahn um die Systemachse bewegt wird und gleichzeitig eine Relativbewegung zwischen Fokus und Untersuchungsobjekt in Richtung der Systemachse erfolgt.

Hierzu 3 Seite(n) Zeichnungen

- Leerseite -

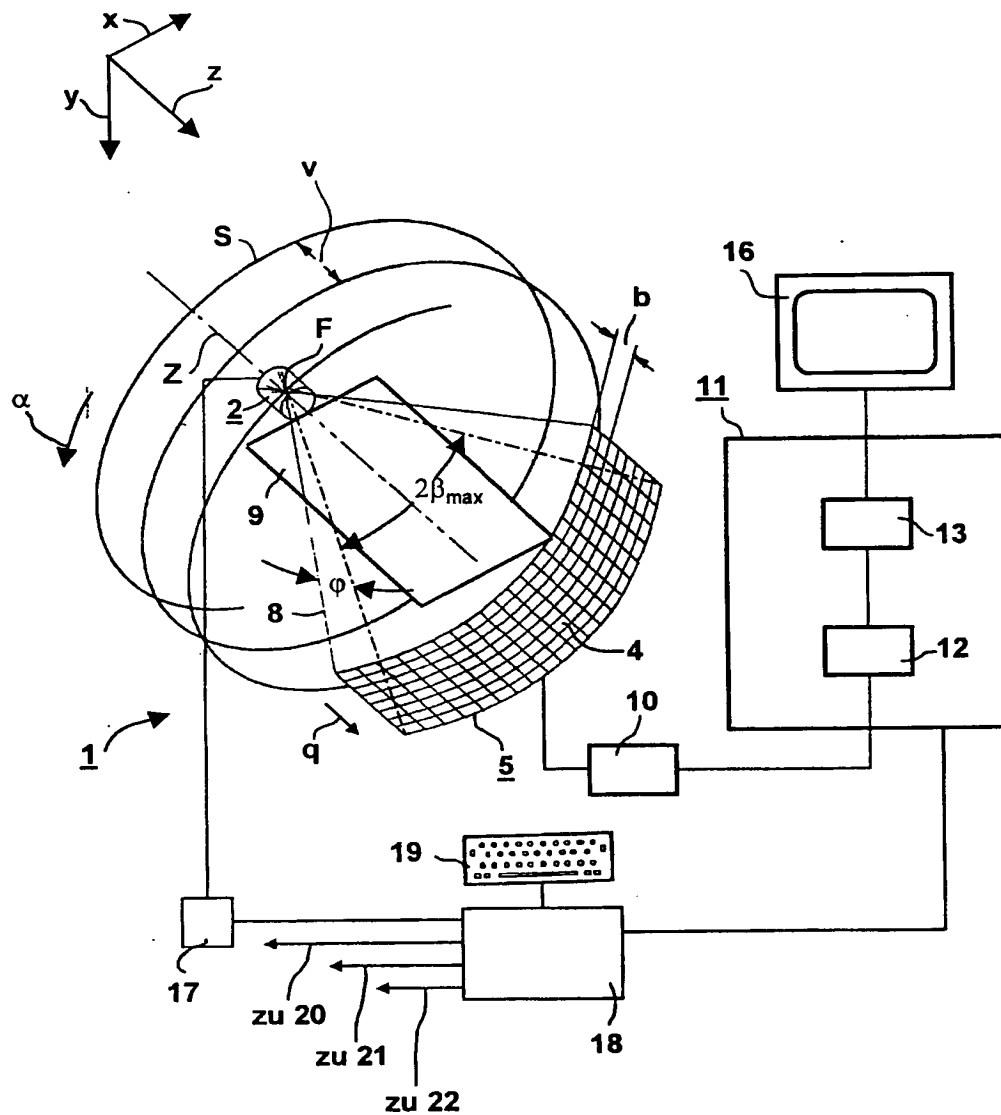


FIG 1

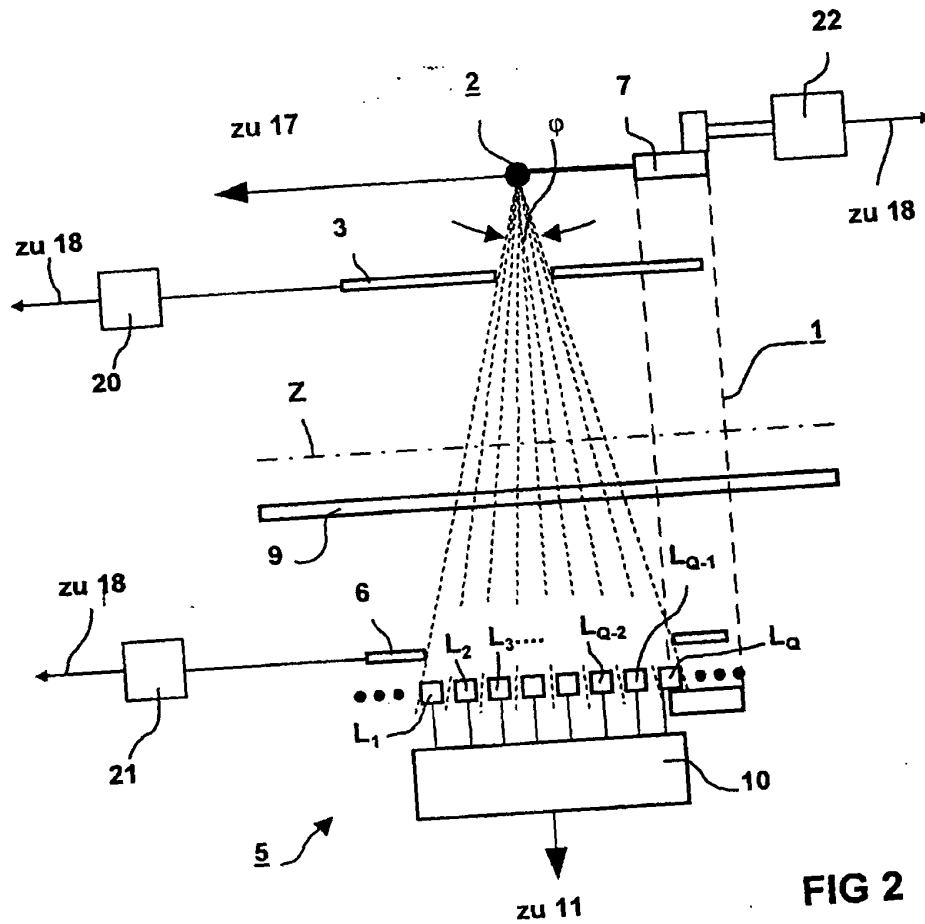


FIG 2

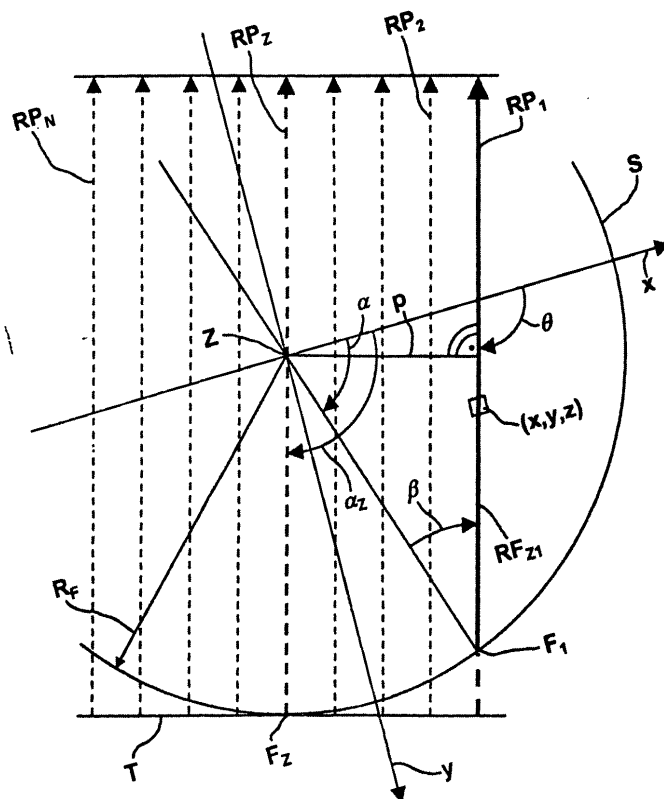


FIG 3